

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02015/122354

発行日 平成29年3月30日 (2017. 3. 30)

(43) 国際公開日 平成27年8月20日 (2015. 8. 20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 370	2H040
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	4C161
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	5C122
H04N 5/225 (2006.01)	H04N 5/225 C	

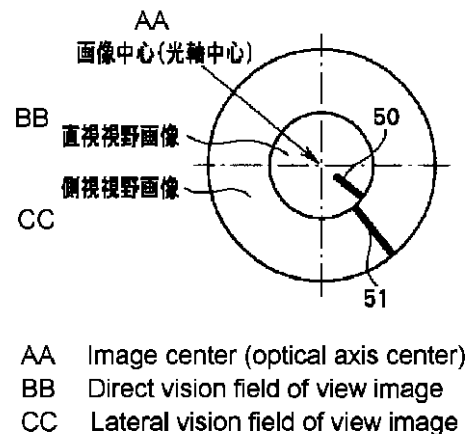
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

出願番号	特願2015-542069 (P2015-542069)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/053275	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成27年2月5日 (2015. 2. 5)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5889495号 (P5889495)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成28年3月22日 (2016. 3. 22)	(72) 発明者	高橋 毅 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2014-26833 (P2014-26833)	Fターム (参考)	2H040 BA02 CA04 CA11 DA14 DA15 DA21 DA52 DA56 DA57 GA02 GA11
(32) 優先日	平成26年2月14日 (2014. 2. 14)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システム1は、被写体の内部に挿入される挿入部4と、挿入部4に設けられ、被写体の第1の領域から第1の被写体像を取得する直視観察窓12と、挿入部4に設けられ、第1の領域とは少なくとも一部が異なる被写体の第2の領域から第2の被写体像を取得する側視観察窓13と、第1の被写体像に含まれる所定の対象物と、第2の被写体像に含まれる所定の対象物と、が隣接した位置に配置されるように第1の被写体像及び第2の被写体像を並べた画像信号を生成するビデオプロセッサ32と、を有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体の内部に挿入される挿入部と、

前記挿入部に設けられ、前記被写体の第 1 の領域から第 1 の被写体像を取得する第 1 の被写体像取得部と、

前記挿入部に設けられ、前記第 1 の領域とは少なくとも一部が異なる前記被写体の第 2 の領域から第 2 の被写体像を取得する第 2 の被写体像取得部と、

前記第 1 の被写体像に含まれる所定の対象物と、前記第 2 の被写体像に含まれる前記所定の対象物と、が隣接した位置に配置されるように前記第 1 の被写体像及び前記第 2 の被写体像を並べた画像信号を生成する画像信号生成部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記画像信号生成部から出力された、前記第 1 の被写体像及び前記第 2 の被写体像を含む画像信号を表示する 1 つ又は複数の表示部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像とが隣り合うように配置される前記画像信号を生成することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像に基づく画像信号及び前記第 2 の被写体像に基づく画像信号の重複する領域を除去した各々の画像信号を前記モニタに出力することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像に含まれる前記挿入部の先端から突出した処置具の像の中心軸と、前記第 2 の被写体像に含まれる前記挿入部の先端から突出した前記処置具の像の中心軸とが略一致するように、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像との内、少なくともいずれかに対して、配置を変化させた画像信号になるよう、前記画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 の被写体像は、前記挿入部の長手方向に略平行な挿入部前方を含む前記第 1 の領域の被写体像であり、

30

前記第 2 の被写体像は、前記挿入部の長手方向と交差する方向の挿入部側方を含む前記第 2 の領域の被写体像であり、

前記第 1 の被写体像取得部は、前記第 1 の領域の被写体像を取得する前方画像取得部であり、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記第 2 の領域の被写体像を取得する側方画像取得部であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像との内、少なくともいずれかを回転移動または平行移動させた前記画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 8】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像との内、少なくともいずれかに対し、歪み変形の処理、拡大率の変化の処理、を行った前記画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像との内、少なくともいずれかについて、中心側と周囲側との拡大率を連続的に変化させることにより、前記第 1 の被写体像の中の前記対象物の外形と、前記第 2 の被写体像の中の前記対象物の外形とを円滑に接続させた前記画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡シ

50

ステム。

【請求項 1 0】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像の中心を基準として、前記第 1 及び前記第 2 の被写体像全体の回転方向、平行移動方向の配置、又は、拡大率の内、少なくともいずれかを変化させた前記画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記内視鏡システムは、少なくとも前記画像信号を生成する画像処理モードを、以後の使用時に適宜読み出して再設定できるように設定値として記録する設定記録部を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 1 2】

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の周方向に略均等な角度で複数配置されており、

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像を中心に配置し、前記第 2 の被写体像を前記第 1 の被写体像の周方向に略均等な角度で複数配置した画像信号を生成することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記第 1 の被写体像取得部は、前記挿入部の長手方向先端部に、前記挿入部が挿入される方向に向けて配置され、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の側面に、前記挿入部の周方向に向けて配置され、

20

前記第 1 の被写体像取得部からの前記第 1 の被写体像を光電変換する第 1 の撮像部と、前記第 2 の被写体像取得部からの前記第 2 の被写体像を光電変換する第 2 の撮像部とが別々に設けられるとともに、前記第 1 の撮像部と前記第 2 の撮像部とが前記画像信号生成部に電氣的に接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記第 1 の被写体像取得部は、前記挿入部の長手方向先端部に、前記挿入部が挿入される方向に配置され、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の周方向を囲むように配置され、

前記第 1 の被写体像取得部からの前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像取得部からの前記第 2 の被写体像とを同じ面で光電変換するように配置されるときに、前記画像信号生成部に電氣的に接続されている撮像部を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 1 5】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像が略円形状になっており、前記第 2 の被写体像が前記第 1 の被写体像の周囲を囲む略円環状となっている画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 4 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

40

本発明は、内視鏡システムに関し、特に、直視方向及び側視方向を同時に観察することが可能な内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

被検体の内部の被写体を撮像する内視鏡、及び、内視鏡により撮像された被写体の観察画像を生成する画像処理装置等を具備する内視鏡システムが、医療分野及び工業分野等において広く用いられている。

【0 0 0 3】

例えば、特許第 4 9 5 5 8 3 8 号公報には、挿入部の先端部の先端面から突出する突出部が設けられて、この突出部の先端面に前方に位置する被検体を観察する前方観察用レン

50

ズが設けれ、突出部の周囲に、突出部の周囲に対向して位置する被検体を観察する周囲観察用レンズが設けられた内視鏡を備える内視鏡システムが開示されている。

【 0 0 0 4 】

この内視鏡は、前方観察用レンズで観察された被検体を撮像素子の中心部に円形の領域で撮像し、周囲観察用レンズで観察された被検体を、同じ撮像素子の円形の領域の外周の円環の領域で撮像する。これにより、前方の画像が円形の直視視野画像として中心部に形成され、周囲方向の画像が円環形状の側視視野画像として直視視野画像の外周部に形成された内視鏡画像がモニタ上に表示される。

【 0 0 0 5 】

また、特許第 3 3 3 7 6 8 2 号公報には、挿入部の先端部の先端面に直視視野画像を取得する直視観察用レンズが設けられ、先端部の周方向に側視視野画像を取得する複数の側視観察用レンズが設けられた内視鏡を備える内視鏡システムが開示されている。

10

【 0 0 0 6 】

この内視鏡は、直視観察用レンズ及び複数の側視観察用レンズの結像位置にそれぞれ撮像素子が設けられており、これらの撮像素子により直視視野画像及び複数の側視視野画像を撮像する。そして、直視視野画像が中央に配置され、複数の側視視野画像が直視視野画像の両隣に配置され、モニタ上に表示される。

【 0 0 0 7 】

特許第 4 9 5 5 8 3 8 号公報及び特許第 3 3 3 7 6 8 2 号公報に開示されている内視鏡で処置具を挿通させると、直視視野画像、側視視野画像のそれぞれで処置具の摺動が観察される。

20

【 0 0 0 8 】

しかしながら、これらの内視鏡は、直視視野と側視視野とが別々の観察領域であるため、直視視野画像と側視視野画像とで処置具の摺動軌道が不連続になる場合がある。このように、処置具の像が不連続になると、処置具の視認性、処置の作業性が低下するという問題がある。

【 0 0 0 9 】

処置具の像が不連続になる原因は、直視視野用レンズと側視視野用レンズのチルトやシフト、または対物光学系の枠組付け時の加工誤差等が挙げられる。これらの原因である誤差を内視鏡の製造時に抑制することは、加工、組み立てを極めて厳密に行わなければならないため、内視鏡の製造・加工の手間が増えるという問題がある。

30

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、内視鏡の製造・加工の手間を増やすことなく、直視視野と側視視野とで観察された視野内の対象物の像を連続させることで、複数視野を有する内視鏡下での処置具による処置の作業性を向上させることができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被写体の内部に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、前記被写体の第 1 の領域から第 1 の被写体像を取得する第 1 の被写体像取得部と、前記挿入部に設けられ、前記第 1 の領域とは少なくとも一部が異なる前記被写体の第 2 の領域から第 2 の被写体像を取得する第 2 の被写体像取得部と、前記第 1 の被写体像に含まれる所定の対象物と、前記第 2 の被写体像に含まれる前記所定の対象物と、が隣接した位置に配置されるように前記第 1 の被写体像及び前記第 2 の被写体像を並べた画像信号を生成する画像信号生成部と、を備える。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

【 図 2 】 内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す斜視図である。

50

- 【図 3】内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す正面図である。
- 【図 4】モニタに表示される観察画像の一例を示す図である。
- 【図 5】第 1 の実施形態における要部の構成を示す図である。
- 【図 6】第 1 の実施形態における画像処理部の構成を示す図である。
- 【図 7 A】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 7 B】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 7 C】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 7 D】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 7 E】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 8】第 1 の実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。 10
- 【図 9】第 2 の実施形態に係る内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す斜視図である。
- 【図 10】第 2 の実施形態における要部の構成を示す図である。
- 【図 11 A】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 11 B】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 12】第 3 の実施形態に係る画像処理部の構成を説明するための図である。
- 【図 13 A】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 13 B】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 13 C】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 14】第 3 の実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。 20
- 【図 15 A】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 15 B】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 16】第 4 の実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。
- 【図 17 A】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 17 B】モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。
- 【図 18】第 5 の実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。
- 【図 19 A】第 3 の実施形態の内視鏡システムに対して、第 2 の実施形態の内視鏡システムを適用した際の画面表示の例を示す図である。 30
- 【図 19 B】第 4 の実施形態の内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した例である。
- 【図 19 C】第 5 の実施形態の内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した例である。
- 【図 19 D】第 3、第 4 及び第 5 の実施形態を組み合わせた内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した例である。
- 【図 19 E】重複する部分を画像信号から削除して表示させる例である。
- 【図 20】側方観察用のユニットが取り付けられた挿入部 4 の先端部 6 の斜視図である。
- 【図 21】第 6 の実施形態における要部の構成を示す図である。 40
- 【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0014】

(第 1 の実施形態)

まず、図 1 から図 8 を用いて第 1 の実施形態の内視鏡システムの構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図であり、図 2 は、内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す斜視図であり、図 3 は、内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す正面図であり、図 4 は、モニタに表示される観察画像の一例を示す図であり、図 5 は、第 1 の実施形態における要部の構成を示す図であり、図 6 は、第 1 の実施形態における 50

画像処理部の構成を示す図であり、図 7 A ~ 図 7 E は、モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。また、図 8 は、画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、観察対象物を撮像して撮像信号を出力する内視鏡 2 と、観察対象物を照明するための照明光を供給する光源装置 3 1 と、撮像信号に応じた映像信号（画像信号）を生成及び出力する画像信号生成部としての機能を有するビデオプロセッサ 3 2 と、映像信号（画像信号）に応じた観察画像を表示するモニタ 3 5 と、を有している。

【 0 0 1 6 】

内視鏡 2 は、術者が把持して操作を行う操作部 3 と、操作部 3 の先端側に形成され、体腔内等に挿入される細長の挿入部 4 と、操作部 3 の側部から延出するように一方の端部が設けられたユニバーサルコード 5 と、を有して構成されている。

【 0 0 1 7 】

本実施形態の内視鏡 2 は、複数の視野画像を表示させることで 180 度以上の視野を観察可能な広角内視鏡であり、体腔内、特に大腸内において、壁の裏や臓器の境界等、直視方向の観察だけでは見難い場所の病変を見落とすことを防ぐことを実現する。大腸内に内視鏡 2 の挿入部 4 を挿入するにあたっては、通常の大腸内視鏡と同様、挿入部 2 に捻り、往復運動、腸壁のフックを行うことによる仮固定等の動作が発生する。

【 0 0 1 8 】

挿入部 4 は、最も先端側に設けられた硬質の先端部 6 と、先端部 6 の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部 7 と、湾曲部 7 の後端に設けられた長尺かつ可撓性を有する可撓管部 8 と、を有して構成されている。また、湾曲部 7 は、操作部 3 に設けられた湾曲操作レバー 9 の操作に応じた湾曲動作を行う。

【 0 0 1 9 】

一方、図 2 に示すように、挿入部 4 の先端部 6 には、先端部 6 の先端面の中央から上方寄りに偏心した位置から突出して設けられた、円柱形状の円筒部 10 が形成されている。

【 0 0 2 0 】

円筒部 10 の先端部には、直視及び側視を兼ねる図示しない対物光学系が設けられている。また、円筒部 10 の先端部は、前記図示しない対物光学系の直視方向に相当する箇所に配置された直視観察窓 12 と、前記図示しない対物光学系の側視方向に相当する箇所に配置された側視観察窓 13 と、を有して構成されている。さらに、円筒部 10 の基端付近には、側視方向を照明するための光を出射する側視照明部 14 が形成されている。

【 0 0 2 1 】

側視観察窓 13 は、円柱形状の円筒部 10 における周方向から入射される観察対象物からの戻り光（反射光）を側視視野内に捉えることにより側視視野画像を取得可能とするための、側視用ミラーレンズ 15 を備えている。

【 0 0 2 2 】

なお、前記図示しない対物光学系の結像位置には、直視観察窓 12 の視野内の観察対象物の画像が円形の直視視野画像として中心部に形成され、かつ、側視観察窓 13 の視野内の観察対象物の画像が円環形状の側視視野画像として直視視野画像の外周部に形成されるように、図 5 に示す撮像素子 30（の撮像面）が配置されているものとする。

【 0 0 2 3 】

このような画像は、側視用ミラーレンズ 15 で戻り光を 2 回反射させる 2 回反射光学系を用いることで実現させているが、戻り光を 1 回反射光学系により 1 回反射させて形成し、これをビデオプロセッサ 3 2 で画像処理し、側視視野画像と直視視野画像との向きを合わせてもよい。

【 0 0 2 4 】

先端部 6 の先端面には、円筒部 10 に隣接する位置に配置され、直視観察窓 12 の直視視野の範囲に照明光を出射する直視照明窓 16 と、挿入部 4 内に配設されたチューブ等に

10

20

30

40

50

より形成された図示しない処置具チャンネルに連通するとともに、処置具チャンネルに挿通された処置具（の先端部）を突出させることが可能な先端開口部 17 と、が設けられている。

【0025】

また、挿入部 4 の先端部 6 は、先端部 6 の先端面から突出するように設けられた支持部 18 を有し、この支持部 18 は円筒部 10 の下部側に隣接して位置する。

【0026】

支持部 18 は、先端部 6 の先端面から突出させるように配置された各突出部材を支持（または保持）可能に構成されている。具体的には、支持部 18 は、前述の各突出部材としての、直視観察窓 12 を洗浄するための気体または液体を射出する直視観察窓用ノズル部 19 と、直視方向を照明するための光を出射する直視照明窓 21 と、側視観察窓 13 を洗浄するための気体または液体を射出する側視観察窓用ノズル部 22 と、をそれぞれ支持（または保持）可能に構成されている。

10

【0027】

一方、支持部 18 は、本来の観察対象物とは異なる物体である前述の各突出部材が側視野内に現れることにより、各突出部材のいずれかを含むような側視野画像を取得してしまわないようにするための、光学的な遮蔽部材である遮蔽部 18a を有して形成されている。すなわち、遮蔽部 18a を支持部 18 に設けることにより、直視観察窓用ノズル部 19、直視照明窓 21、及び、側視観察窓用ノズル部 22 がいずれも含まれないような側視野画像を得ることができる。

20

【0028】

側視観察窓用ノズル部 22 は、図 2 及び図 3 に示すように、支持部 18 の 2 箇所 に設けられているとともに、支持部 18 の側面に先端が突出するように配置されている。

【0029】

操作部 3 には、図 1 に示すように、直視観察窓 12 を洗浄するための気体または液体を直視観察窓用ノズル部 19 から射出させる操作指示が可能な送気送液操作ボタン 24a と、側視観察窓 13 を洗浄するための気体または液体を側視観察窓用ノズル部 22 から射出させる操作指示が可能な送気送液操作ボタン 24b と、が設けられ、この送気送液操作ボタン 24a 及び 24b の押下により送気と送液とが切り替え可能である。また、本実施形態では、それぞれのノズル部に対応するように複数の送気送液操作ボタンを設けているが、例えば 1 つの送気送液操作ボタンの操作により直視観察窓用ノズル部 19、側視観察窓用ノズル部 22 の両方から気体または液体が射出されるようにしてもよい。

30

【0030】

スコープスイッチ 25 は、操作部 3 の頂部に複数設けられており、内視鏡 2 において使用可能な種々の記載のオンまたはオフ等に対応した信号を出力させるように、各スイッチ毎の機能を割り付けることが可能な構成を有している。具体的には、スコープスイッチ 25 には、例えば、前方送水の開始及び停止、フリーズの実行及び解除、及び、処置具の使用状態の告知等に対応した信号を出力させる機能を、各スイッチ毎の機能として割り付けることができる。

【0031】

なお、本実施形態においては、送気送液操作ボタン 24a 及び 24b のうちの少なくともいずれか一方の機能を、スコープスイッチ 25 のうちのいずれかに割り付けるようにしてもよい。

40

【0032】

また、操作部 3 には、体腔内の粘液等を先端開口部 17 より吸引して回収するための指示を図示しない吸引ユニット等に対して行うことが可能な吸引操作ボタン 26 が配設されている。

【0033】

そして、図示しない吸引ユニット等の動作に応じて吸引された体腔内の粘液等は、先端開口部 17 と、挿入部 4 内の図示しない処置具チャンネルと、操作部 3 の前端付近に設け

50

られた処置具挿入口 27 とを経た後、図示しない吸引ユニットの吸引ボトル等に回収される。

【0034】

処置具挿入口 27 は、挿入部 4 内の図示しない処置具チャンネルに連通しているとともに、図示しない処置具を挿入可能な開口として形成されている。すなわち、術者は、処置具挿入口 27 から処置具を挿入し、処置具の先端側を先端開口部 17 から突出させることにより、処置具を用いた処置を行うことができる。

【0035】

一方、図 1 に示すように、ユニバーサルコード 5 の他方の端部には、光源装置 31 に接続可能なコネクタ 29 が設けられている。

【0036】

コネクタ 29 の先端部には、流体管路の接続端部となる口金（図示せず）と、照明光の供給端部となるライトガイド口金（図示せず）とが設けられている。また、コネクタ 29 の側面には、接続ケーブル 33 の一方の端部を接続可能な電気接点部（図示せず）が設けられている。さらに、接続ケーブル 33 の他方の端部には、内視鏡 2 とビデオプロセッサ 32 と電氣的に接続するためのコネクタが設けられている。

【0037】

ユニバーサルコード 5 には、種々の電気信号を伝送するための複数の信号線、及び、光源装置 31 から供給される照明光を伝送するためのライトガイドが束ねられた状態として内蔵されている。

【0038】

挿入部 4 からユニバーサルコード 5 にかけて内蔵された前記ライトガイドは、光出射側の端部が挿入部 4 付近において少なくとも 2 方向に分岐されるとともに、一方の側の光出射端面が直視照明窓 16 及び 21 に配置され、かつ、他方の側の光出射端面が側視照明部 14 に配置されるような構成を有している。また、前記ライトガイドは、光入射側の端部がコネクタ 29 のライトガイド口金に配置されるような構成を有している。

【0039】

なお、直視照明窓 16 及び 21、側視照明部 14 に配置される光出射部は、ライトガイドに代えて発光ダイオード（LED）のような発光素子であってもよい。

【0040】

ビデオプロセッサ 32 は、内視鏡 2 の先端部 6 に設けられた撮像素子を駆動するための駆動信号を出力する。そして、ビデオプロセッサ 32 は、前記撮像素子から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより、映像信号（画像信号）を生成してモニタ 35 へ出力する画像信号生成部として機能する。

【0041】

これにより、円形状をなす直視視野画像と、直視方向の画像の外周において円環形状をなす側視視野画像とを具備した観察画像、つまり直視視野画像に側視視野画像が隣り合った状態で、直視視野画像に側視視野画像が囲い込むように並べた画像が、例えば図 4 に示すような態様によりモニタ 35 に表示される。なお、本実施形態及び以降の実施形態において示される観察画像においては、支持部 18 の遮蔽部 18a により光学的に遮蔽される部分を考慮しないものとする。また、モニタ 35 に表示される直視視野画像及び側視視野画像は、それぞれ図 4 に示す円形状及び円環形状に限定されることなく、他の表示態様であってもよい。

【0042】

光源装置 31、ビデオプロセッサ 32 及びモニタ 35 等の周辺装置は、患者情報の入力等を行うキーボード 34 とともに、架台 36 に配置されている。

【0043】

図 5 に示すように、ビデオプロセッサ 32 は、画像処理部 32a と、画像出力部 32b とを少なくとも有して構成されている。

【0044】

10

20

30

40

50

第 1 の被写体像取得部を構成する直視観察窓 1 2 は、挿入部 4 の長手方向に略平行な前方を含む直視方向（第 1 の方向）、つまり被写体の第 1 の領域から第 1 の被写体像を取得し、第 2 の被写体像取得部を構成する側視観察窓 1 3 は、直視方向（第 1 の方向）とは少なくとも一部が異なる挿入部 4 の長手方向とは交差する方向を含む側視方向（第 2 の方向）、つまり被写体の第 2 の領域から第 2 の被写体像を取得する。

【 0 0 4 5 】

なお、第 1 の被写体像と第 2 の被写体像との境界領域は、重複していても、あるいは、重複していなくてもよく、上記境界領域が重複している状態の場合、第 1 の被写体像取得部と第 2 の被写体像取得部とで重複した被写体像を取得してもよい。

【 0 0 4 6 】

撮像素子 3 0 は、直視方向の被写体像と側視方向の被写体像とを同じ面で光電変換する。撮像素子 3 0 は、画像処理部 3 2 a に電氣的に接続されており、直視観察窓 1 2 及び側視観察窓 1 3 で取得された被写体像を画像処理部 3 2 a に出力する。

【 0 0 4 7 】

画像処理部 3 2 a は、直視視野画像に含まれる処置具の像と、側視視野画像に含まれる処置具の像を認識する。そして、画像処理部 3 2 a は、直視視野画像に含まれる処置具の像の中心軸と、側視視野画像に含まれる処置具の像の中心軸とが略一致するように、直視視野画像と側視視野画像との内、少なくともいずれかに対して、配置を変化させた画像信号を生成する。

【 0 0 4 8 】

画像出力部 3 2 b は、画像処理部 3 2 a により生成された画像信号からモニタ 3 5 に表示するための信号を生成し、モニタ 3 5 に出力する。

【 0 0 4 9 】

図 6 に示すように、画像処理部 3 2 a は、画像認識部 4 1 と、中心軸認識部 4 2 と、画像移動量算出部 4 3 と、画像生成部 4 4 とを有して構成されている。

【 0 0 5 0 】

画像認識部 4 1 は、所定の対象物の像、例えば側視視野で観察された処置具の像、及び、直視視野で観察された処置具の像を認識する。例えば、画像認識部 4 1 は、処置具の先端開口部 1 7 から突出する位置が固定であるため、その方向から突出して進行する物体を処置具と認識する。あるいは、画像認識部 4 1 は、処置具の摺動する方向を動きから演算して処置具を認識するようにしてもよいし、処置具の太さや輪郭を画像コントラストから認識することで、処置具を認識するようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

中心軸認識部 4 2 は、画像認識部 4 1 により認識された側視視野で観察された処置具の像、及び、直視視野で観察された処置具の像から、それぞれの像の中心軸を算出して中心軸を認識する。例えば、中心軸は処置具の太さの画像コントラストと、その処置具の突出される移動方向から処置具の中心軸を認識する。

【 0 0 5 2 】

これらの処理を行うことにより、直視視野画像に含まれる処置具等の対象物と、側視視野画像に含まれる処置具等の対象物とが違和感なく隣接した位置に配置されることになる。

【 0 0 5 3 】

画像移動量算出部 4 3 は、直視視野及び側視視野で観察された処置具の像に対して、各中心軸の座標位置の画像中心（光軸中心）から各中心軸の開き角を算出する。

【 0 0 5 4 】

画像生成部 4 4 は、直視視野画像と側視視野画像の境界を認識して、側視視野画像のみを切り出し、処置具の像の傾きの座標が一致するように、画像移動量算出部 4 3 で算出された開き角に基づき、側視視野画像を画像中心を起点として回転移動し、側視視野で観察された処置具の像の中心軸と、直視視野で観察された処置具の像の中心軸とが略一致した画像信号を生成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

なお、画像生成部 4 4 は、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像とが略一致するように、直視視野画像を回転移動させてもよいし、直視視野画像及び側視視野画像の両方を回転移動させてもよい。

【 0 0 5 6 】

例えば、図 7 A に示すように、直視視野画像の処置具の像 5 0 と、側視視野画像の処置具の像 5 1 とがずれている場合、画像生成部 4 4 は、図 7 D に示すように、側視視野画像を画像中心を起点として回転移動することで、直視視野画像の処置具の像 5 0 と、側視視野画像の処置具の像 5 1 との中心軸を略一致するようにする。

【 0 0 5 7 】

なお、画像生成部 4 4 は、図 7 E に示すように、直視視野画像を画像中心を起点として回転移動してもよい。また、側視視野画像と直視視野画像との両方を回転移動させて、直視視野画像の処置具の像の中心軸と、側視視野画像の処置具の像の中心軸とを略一致させるようにしてもよい。

【 0 0 5 8 】

次に、このように構成された内視鏡システム 1 の動作について説明する。

【 0 0 5 9 】

図 8 は、本実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。なお、図 8 のフローチャートでは、処置具の中心軸を略一致するように、側視視野画像を画像中心を起点にして回転移動させる処理について説明するが、これに限定されるものではない。例えば、直視視野画像を画像中心を起点にして回転移動させる処理を行ってもよいし、直視視野画像及び側視視野画像の両方を画像中心を起点にして回転移動させる処理を行ってもよい。

【 0 0 6 0 】

まず、処置具が処置具チャンネルに挿通され、先端開口部 1 7 から処置具が突出すると（ステップ S 1 ）、画像認識部 4 1 が側視視野で観察された処置具を画像から認識する（ステップ S 2 ）。次に、図 7 B のように中心軸認識部 4 2 が側視視野で観察された処置具の像の中心軸を算出する（ステップ S 3 ）。

【 0 0 6 1 】

処置具がさらに突出すると直視視野で処置具の像が観察されることになる。すると、画像認識部 4 1 が直視視野で観察された処置具を画像から認識し（ステップ S 4 ）、図 7 B のように中心軸認識部 4 2 が直視視野で観察された処置具の像の中心軸を算出する（ステップ S 5 ）。

【 0 0 6 2 】

次に、図 7 C に示すように、画像移動量算出部 4 3 が各中心軸の座標位置から各中心軸の開き角を算出する（ステップ S 6 ）。この開き角は画像移動量算出部 4 3 が直視視野で観察された処置具の像の中心軸と平行になるような側視視野で観察された処置具の像の中心軸の補正角度である。

【 0 0 6 3 】

画像生成部 4 4 が側視視野画像のみを認識して側視視野画像のみを切り出す（ステップ S 7 ）。画像生成部 4 4 がそれぞれの処置具の中心軸の傾きが一致するように、切り出した側視視野画像を画像中心を起点にして回転移動する（ステップ S 8 ）。最後に、画像生成部 4 4 が直視視野画像の処置具の像の中心軸と側視視野画像の処置具の像の中心軸とが略一致した画像信号を生成し（ステップ S 9 ）、処理を終了する。このように生成された画像信号は、画像出力部 3 2 b を介してモニタ 3 5 に表示される。

【 0 0 6 4 】

以上のように、内視鏡システム 1 は、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像とのズレを検出して、そのズレ量に応じて直視視野画像または側視視野画像を回転させ、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像との中心軸を略一致するようにした。これにより、直視視野画像と側視視野画像の処置具の像の中心軸が略一致する

10

20

30

40

50

ため、処置具の視認性及び操作性を向上させることができる。また、直視視野画像または側視視野画像を画像中心を起点にして回転させているため、各画像の大きさや各画像の中心を変えずに処置具の軸を合わせることができる。

【 0 0 6 5 】

よって、本実施形態の内視鏡システムによれば、内視鏡の製造・加工の手間を増やすことなく、直視視野と側視視野とで観察された視野内の対象物（処置具等の像）を連続させることで、複数視野を有する内視鏡下での処置具による処置の作業性を向上させることができる。

【 0 0 6 6 】

なお、位置を合わせる対象物の像として、処置具に限らず、例えば体腔内の襞あるいは体腔内に留置しているステントやクリップ等の他の要素であってもよく、上記と同様の手順で前方視野及び側方視野の対象物の認識を行い、前方視野又は側方視野の回転移動を行って位置合わせを行ってもよい。

【 0 0 6 7 】

（第2の実施形態）

次に、第2の実施形態について説明する。

【 0 0 6 8 】

図9は、第2の実施形態に係る内視鏡の挿入部の先端部の構成を示す斜視図である。

【 0 0 6 9 】

図9に示すように、内視鏡2aの先端部6aの先端面には、挿入部4の長手方向に略平行な前方を含む直視方向（第1の方向）、つまり被写体の第1の領域を観察するための直視観察窓60aが配置され、内視鏡2aの先端部6aの側面には、直視方向（第1の方向）とは少なくとも一部が異なる挿入部4の長手方向とは交差する方向を含む側視方向（第2の方向）、つまり被写体の第2の領域を観察するための側視観察窓60b及び60cが配置されている。側視観察窓60b及び60cは、先端部6aの周方向に均等な間隔、例えば、180度の間隔で配置されている。直視観察窓60aが第1の被写体像取得部を構成し、側視観察窓60b及び60cの少なくとも1つが第2の被写体像取得部を構成する。

【 0 0 7 0 】

なお、先端部6aの周方向に均等な間隔で配置される側視観察窓60b及び60cは、2つに限定されるものではなく、例えば1つの側視観察窓を配置する構成であってもよい。また、先端部6aの周方向に均等な間隔で配置される側視観察窓60b及び60cは、例えば、周方向に120度毎に側視観察窓を配置する（すなわち、3つの側視視野画像を取得する）構成であってもよいし、周方向に90度毎に側視観察窓を配置する（すなわち、4つの側視視野画像を取得する）構成であってもよい。

【 0 0 7 1 】

内視鏡2aの先端部6aの先端面には、直視観察窓60aに隣接する位置に、直視観察窓60aの直視視野の範囲に照明光を出射する直視照明窓61a及び62aが配置されている。また、内視鏡2aの先端部6aの側面には、側視観察窓60bに隣接する位置に、側視観察窓60bの側視視野の範囲に照明光を出射する側視照明窓61b及び62bが配置され、側視観察窓60cに隣接する位置に、側視観察窓60cの側視視野の範囲に照明光を出射する側視照明窓61c及び62cが配置されている。先端部6aの側面の側視観察窓60bの後方には、処置具64が突出する先端開口部63が設けられている。

【 0 0 7 2 】

なお、直視照明窓61a、62a、側視照明窓61b、62b、及び側視照明窓61c、62cから照明光を出射する光出射部は、ライトガイド又は発光ダイオード（LED）のような発光素子が挙げられる。

【 0 0 7 3 】

図10は、第2の実施形態における要部の構成を示す図であり、図11A及び図11Bは、モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。

【 0 0 7 4 】

図 1 0 に示すように、直視観察窓 6 0 a 及び図示しない対物光学系の結像位置には、撮像素子 6 5 a が配置されている。また、側視観察窓 6 0 b 及び図示しない対物光学系の結像位置には、撮像素子 6 5 b が配置され、側視観察窓 6 0 c 及び図示しない対物光学系の結像位置には、撮像素子 6 5 c が配置されている。

【 0 0 7 5 】

撮像素子 6 5 a ~ 6 5 c は、それぞれ画像信号生成部としての機能を有するビデオプロセッサ 3 2 の画像処理部 3 2 a に電氣的に接続されており、撮像素子 6 5 a で撮像された直視視野画像と、撮像素子 6 5 b 及び 6 5 c のそれぞれで撮像された側視視野画像とを画像処理部 3 2 a に出力する。

10

【 0 0 7 6 】

図 1 1 A に示すように、画像処理部 3 2 a は、撮像素子 6 5 a で撮像された直視視野画像 6 6 a をモニタ 3 5 の中央に配置し、撮像素子 6 5 b で撮像された側視視野画像 6 6 b 及び撮像素子 6 5 c で撮像された側視視野画像 6 6 c が、それぞれ直視視野画像 6 6 a と両隣になるように隣り合う状態で並べて配置するように画像信号を生成する。

【 0 0 7 7 】

さらに、画像処理部 3 2 a は、直視視野画像 6 6 a の処置具の像 5 0 の中心軸と、側視視野画像 6 6 b の処置具の像 5 1 の中心軸とが略一致するように、側視視野画像 6 6 b を回転移動する。このとき、画像処理部 3 2 a は、側視視野画像 6 6 c についても、側視視野画像 6 6 b の回転移動量と同量の移動量だけ、側視視野画像 6 6 b と逆方向に回転移動させる。

20

【 0 0 7 8 】

なお、画像処理部 3 2 a による回転移動処理は、第 1 の実施の形態と同様である。また、複数の画像をモニタ 3 5 に表示する場合、直視視野画像と側視視野画像とが隣り合っていればよく、直視視野画像 6 6 a の両隣に側視視野画像 6 6 b 及び 6 6 c が配置される構成だけに限定せず、直視視野画像 6 6 a の左右いずれか片隣に側視視野画像、例えば、処置具の像 5 1 が表示される側視視野画像 6 6 b のみを配置する構成であってもよい。

【 0 0 7 9 】

また、本実施形態では、モニタ 3 5 に複数の画像を表示しているが、これに限定されるものではない。例えば、図 1 1 B に示すように、複数の、例として 3 台のモニタ 3 5 を隣接して配置し、中央のモニタ 3 5 に直視視野画像 6 6 a を表示し、両隣のモニタ 3 5 にそれぞれ側視視野画像 6 6 b 及び 6 6 c を表示する構成のように、直視視野画像を表示するモニタ 3 5 と側視視野画像を表示するモニタ 3 5 とが隣り合っている構成であってもよい。

30

【 0 0 8 0 】

このように、先端部 6 a の先端面に直視視野画像を取得する直視観察窓 6 0 a を設け、先端部 6 a の周方向に側視視野画像を取得する複数の側視観察窓 6 0 b 及び 6 0 c を設け、モニタ 3 5 に複数の画像（直視視野画像 6 6 a、側視視野画像 6 6 b、及び 6 6 c）を表示する構成であっても、直視視野画像 6 6 a の処置具の像 5 0 と側視視野画像 6 6 b の処置具の像 5 1 との中心軸を略一致させることができる。

40

【 0 0 8 1 】

勿論、第 1 の実施形態と同様、対象物の像は、処置具の像に限定されることなく、視野内で観察される他の要素の像であってもよい。

【 0 0 8 2 】

よって、本実施形態の内視鏡システム 1 によれば、第 1 の実施形態と同様に、内視鏡の製造・加工の手間を増やすことなく、直視視野と側視視野とで観察された視野内の対象物（処置具等の像）を連続させるといったように違和感なく隣接させることで、広角内視鏡下での処置具による処置の作業性を向上させることができる。

【 0 0 8 3 】

（第 3 の実施形態）

50

次に、第 3 の実施形態について説明する。

【 0 0 8 4 】

本実施形態の内視鏡システムは、第 1 の実施形態と同様に構成であり、画像処理部 3 2 a の構成が第 1 の実施形態と異なっている。

【 0 0 8 5 】

図 1 2 は、第 3 の実施形態に係る画像処理部の構成を説明するための図であり、図 1 3 A ~ 図 1 3 C は、モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。なお、図 1 2 において、図 6 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 8 6 】

図 1 2 に示すように、本実施形態の画像処理部 3 2 a は、図 6 の画像移動量算出部 4 3 に代わり、画像拡大 / 縮小率算出部 7 0 を備えて構成されている。

【 0 0 8 7 】

画像拡大 / 縮小率算出部 7 0 は、所定の対象物、例えば中心軸認識部 4 2 で認識された直視視野画像の処置具の像 5 0 の中心軸と、側視視野画像の処置具の像 5 1 の中心軸とから、それぞれ直視視野画像の処置具の像 5 0 の基端と、側視視野画像の処置具の像 5 1 の先端とを検出する。そして、画像拡大 / 縮小率算出部 7 0 は、検出した直視視野画像の処置具の像 5 0 の基端と側視視野画像の処置具の像 5 1 の先端とが略一致するような、直視視野画像または側視視野画像の拡大 / 縮小率を算出する。

【 0 0 8 8 】

画像生成部 4 4 は、画像拡大 / 縮小率算出部 7 0 により算出された拡大 / 縮小率に基づいて、検出した直視視野画像の処置具の像 5 0 の基端と側視視野画像の処置具の像 5 1 の先端とが略一致するように、直視視野画像または側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍する（直視視野画像または側視視野画像を歪ませる）。

【 0 0 8 9 】

なお、画像生成部 4 4 は、例えば側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍する場合、側視視野画像の全体を変倍するのではなく、処置具の像 5 1 の付近のみを変倍するようにする。これにより、処置具の像 5 1 の付近の画像を変倍することで、画像全体のズレに影響を与えないようにする。

【 0 0 9 0 】

また、画像生成部 4 4 は、直視視野画像及び側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍するようにしてもよい。このように、両方の視野画像を変倍することにより、各視野画像の歪み量が小さくなり、歪みによる違和感を低減することができる。

【 0 0 9 1 】

例えば、図 1 3 A では、直視視野画像の表示倍率を縦横で変倍し、直視視野画像の処置具の像 5 0 の基端と側視視野画像の処置具の像 5 1 の先端とを略一致させている。また、図 1 3 B では、側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍し、直視視野画像の処置具の像 5 0 の基端と側視視野画像の処置具の像 5 1 の先端とを略一致させている。また、図 1 3 C では、直視視野画像及び側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍し、直視視野画像の処置具の像 5 0 の基端と側視視野画像の処置具の像 5 1 の先端とを略一致させている。

【 0 0 9 2 】

次に、このように構成された内視鏡システム 1 の動作について説明する。

【 0 0 9 3 】

図 1 4 は、第 3 の実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。なお、図 1 4 において、図 8 と同様の処理については、同一の符号を付して説明を省略する。また、図 1 4 のフローチャートでは、側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍する例について説明するが、上述したように、直視視野画像の表示倍率を縦横で変倍してもよいし、直視視野画像及び側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍してもよい。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 5 において、直視視野で観察された処置具の像の中心軸が算出されると、画像拡大／縮小率算出部 7 0 が直視視野画像の処置具の像の基端と、側視視野画像の処置具の像の先端を検出する（ステップ S 1 1）。次に、画像拡大／縮小率算出部 7 0 が直視視野で観察された処置具の像の基端と略一致するような、側視視野で観察された処置具の像の拡大／縮小率を算出する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 9 5 】

次に、ステップ S 7 において、側視視野画像のみを認識して側視視野画像のみが切り出されると、画像生成部 4 4 が直視視野画像の処置具の像の基端と、側視視野画像の処置具の像の先端とが略一致するように、側視視野画像の表示倍率を縦横で変倍する（ステップ S 1 3）。最後に、画像生成部 4 4 が直視視野画像の処置具の像の基端と、側視視野画像の処置具の像の先端とが略一致した画像信号を生成し（ステップ S 1 4）、処理を終了する。このように生成された画像信号は、画像出力部 3 2 b を介してモニタ 3 5 に表示される。

10

【 0 0 9 6 】

以上のように、内視鏡システム 1 は、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像とのズレを検出して、そのズレ量に応じて直視視野画像または側視視野画像を処置具の像の付近のみを変倍させ、直視視野画像の処置具の像の基端と側視視野画像の処置具の像の先端とを略一致するようにした。これにより、直視視野画像と側視視野画像の処置具の像が連続的に接続されるため、処置具の視認性及び操作性を向上させることができる。

20

【 0 0 9 7 】

よって、本実施形態の内視鏡システムによれば、第 1 の実施形態と同様の効果を有するとともに、直視視野画像または側視視野画像の処置具の像の付近のみを変倍しているため、画像全体のズレに影響を与えることがない。

【 0 0 9 8 】

（第 4 の実施形態）

次に、第 4 の実施形態について説明する。

【 0 0 9 9 】

本実施形態の画像処理部 3 2 a の構成は、図 6 の第 1 の実施形態の画像処理部 3 2 a の構成と同様であり、第 1 の実施形態の画像処理部 3 2 a と異なる処理についてのみ説明する。

30

【 0 1 0 0 】

画像移動量算出部 4 3 は、直視視野画像の処置具の像 5 0 の基端と、側視視野画像の処置具の像 5 1 の先端とを検出し、これらの基端と先端とが略一致するような、画像移動量を算出する。

【 0 1 0 1 】

画像生成部 4 4 は、画像移動量算出部 4 3 で算出された画像移動量に基づいて、直視視野画像または側視視野画像の座標位置を移動する。

【 0 1 0 2 】

図 1 5 A 及び図 1 5 B は、モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。

40

【 0 1 0 3 】

図 1 5 A 及び図 1 5 B の例では、直視視野画像の座標を図面に向かって左斜め下方向に移動させることで、直視視野画像の処置具の像 5 0 と側視視野画像の処置具の像 5 1 との中心軸が略一致するようにしている。なお、座標を移動させる画像は、直視視野画像に限定されることなく、側視視野画像の座標を移動させてもよいし、直視視野画像及び側視視野画像の両方の座標を移動させてもよい。

【 0 1 0 4 】

次に、このように構成された内視鏡システムの動作について説明する。

【 0 1 0 5 】

50

図 16 は、第 4 の実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。なお、図 16 において、図 8 と同様の処理については、同一の符号を付して説明を省略する。また、図 16 のフローチャートでは、側視視野画像の座標を移動させる例について説明するが、上述したように、直視視野画像の座標を移動させてもよいし、直視視野画像及び側視視野画像の座標を移動させてもよい。

【0106】

ステップ S5 において、直視視野で観察された処置具の像の中心軸が算出されると、画像移動量算出部 43 が直視視野画像の処置具の像の基端と、側視視野画像の処置具の像の先端とを検出する（ステップ S21）。次に、画像移動量算出部 43 が直視視野で観察された処置具の像の基端と側視視野で観察された処置具の像の先端とが略一致するような、側視視野画像の移動量を算出する（ステップ S22）。

10

【0107】

次に、ステップ S7 において、側視視野画像のみを認識して側視視野画像のみが切り出されると、画像生成部 44 が直視視野画像の処置具の像の基端と、側視視野画像の処置具の像の先端とが略一致するように、側視視野画像の座標を移動する（ステップ S23）。最後に、画像生成部 44 が直視視野画像の処置具の像の基端と、側視視野画像の処置具の像の先端とが略一致した画像信号を生成し（ステップ S24）、処理を終了する。このように生成された画像信号は、画像出力部 32b を介してモニタ 35 に表示される。

【0108】

以上のように、内視鏡システム 1 は、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像とのズレを検出して、そのズレ量に応じて直視視野画像または側視視野画像の座標を移動し、直視視野画像の処置具の像の基端と側視視野画像の処置具の像の先端とを略一致するようにした。これにより、直視視野画像と側視視野画像の処置具の像の中心軸が略一致するため、処置具の視認性及び操作性を向上させることができる。

20

【0109】

よって、本実施形態の内視鏡システムによれば、第 1 の実施形態と同様の効果を有するとともに、直視視野画像または側視視野画像を表示する座標を変更するだけのため、歪みや見ている画像を変える必要がなく、処置具の視認性及び操作性をさらに向上させることができる。

【0110】

（第 5 の実施形態）

30

次に、第 5 の実施の形態について説明する。

【0111】

本実施形態の画像処理部 32a の構成は、図 12 の第 3 の実施形態の画像処理部 32a の構成と同様であり、第 3 の実施形態の画像処理部 32a と異なる処理についてのみ説明する。

【0112】

画像拡大／縮小率算出部 70 は、処置具の像の中心軸認識部 42 で認識された直視視野画像の処置具の像 50 の中心軸と、側視視野画像の処置具の像 51 の中心軸とから、直視視野画像の処置具の像 50 の中心軸に重なるような、側視視野画像の処置具の像 51 の拡大率を算出する。

40

【0113】

画像生成部 44 は、側視視野画像から側視視野画像の処置具の像 51 のみを切り出し、画像拡大／縮小率算出部 70 で算出された拡大率に基づいて、側視視野画像の処置具の像 51 を拡大する。

【0114】

図 17A 及び図 17B は、モニタに表示される処置具の像を含む観察画像の一例を示す図である。

【0115】

図 17A 及び図 17B の例では、側視視野画像の処置具の像 51 のみを拡大し、側視視

50

野画像の処置具の像 5 1 が直視視野画像の処置具の像 5 0 の中心軸に重なるようにしている。なお、拡大する処置具の像は、側視視野画像の処置具の像 5 1 に限定されることなく、直視視野画像の処置具の像 5 0 を拡大してもよいし、直視視野画像の処置具の像 5 0 及び側視視野画像の処置具の像 5 1 の両方を拡大してもよい。

【 0 1 1 6 】

次に、このように構成された内視鏡システムの動作について説明する。

【 0 1 1 7 】

図 1 8 は、第 5 の実施形態の画像処理部による画像処理の一例について説明するためのフローチャートである。なお、図 1 8 において、図 8 と同様の処理については、同一の符号を付して説明を省略する。また、図 1 8 のフローチャートでは、側視視野画像の処置具の像を拡大する例について説明するが、上述したように、直視視野画像の処置具の像を拡大してもよいし、直視視野画像及び側視視野画像の処置具の像を拡大してもよい。

10

【 0 1 1 8 】

ステップ S 5 において、直視視野で観察された処置具の像の中心軸が算出されると、画像拡大 / 縮小率算出部 7 0 が直視視野で観察された処置具の像の中心軸と、側視視野で観察された処置具の像とが重なるような、側視視野画像の処置具の像の拡大率を算出する (ステップ S 3 1)。

【 0 1 1 9 】

次に、画像生成部 4 4 が側視視野画像のみを認識して、側視視野画像の処置具の像のみを切り出す (ステップ S 3 2)。そして、画像生成部 4 4 が直視視野画像の処置具の像の中心軸と、側視視野画像の処置具の像とが重なるように、側視視野画像の処置具の像を拡大する (ステップ S 3 3)。最後に、画像生成部 4 4 が直視視野画像の処置具の像の中心軸と、側視視野画像の処置具の像とが重なった画像信号を生成し (ステップ S 3 4)、処理を終了する。このように生成された画像信号は、画像出力部 3 2 b を介してモニタ 3 5 に表示される。

20

【 0 1 2 0 】

以上のように、内視鏡システム 1 は、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像とのズレを検出して、そのズレ量に応じて直視視野画像または側視視野画像の処置具の像の拡大率を変更した。そして、内視鏡システム 1 は、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像の中心軸とを重なる、または、直視視野画像の処置具の像の中心軸と側視視野画像の処置具の像とを重なるようにした。これにより、直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像とが略一致するため、処置具の視認性及び操作性を向上させることができる。

30

【 0 1 2 1 】

よって、本実施形態の内視鏡システムによれば、第 1 の実施形態と同様の効果を有するとともに、処置具の像の部分だけ拡大率を変更するため、上述した各実施形態よりも画面全体の処理を行う必要がなく、画像処理の負荷を軽減することができる。

【 0 1 2 2 】

なお、第 3 の実施形態から第 5 の実施形態の内視鏡システム 1 に対して、モニタ 3 5 に複数の画像を隣接して配置する第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用してもよい。図 1 9 A ~ 図 1 9 E は、第 3 の実施形態から第 5 の実施形態の内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した際の画面表示の例を示す図である。

40

【 0 1 2 3 】

図 1 9 A は、第 3 の実施形態の内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した例である。図 1 9 A に示すように、側視視野画像 6 6 b の処置具の像 5 1 を歪ませて、直視視野画像 6 6 a の処置具の像 5 0 の中心軸と側視視野画像 6 6 b の処置具の像 5 1 の中心軸とを略一致させている。

【 0 1 2 4 】

また、図 1 9 B は、第 4 の実施形態の内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した例である。図 1 9 B に示すように、側視視野画像 6 6 b の座標

50

位置を変更（側視視野画像 6 6 b を平行移動）して、直視視野画像 6 6 a の処置具の像 5 0 の基端と側視視野画像 6 6 b の処置具の像 5 1 の先端とを略一致させている。

【 0 1 2 5 】

この際、側視視野画像 6 6 b と、側視視野画像 6 6 b を表示するエリアとを同時に平行移動させてもよいが、側視視野画像 6 6 b を表示するエリアを移動させずに、側視視野画像 6 6 b だけ平行移動するような設定であってもよい。

【 0 1 2 6 】

また、図 1 9 C は、第 5 の実施形態の内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した例である。図 1 9 C に示すように、側視視野画像の処置具の像 5 1 のみを拡大して、直視視野画像 6 6 a の処置具の像 5 0 の中心軸と側視視野画像 6 6 b の処置具の像 5 1 とを略一致させている。

10

【 0 1 2 7 】

また、図 1 9 D は、第 3、第 4 及び第 5 の実施形態を組み合わせた内視鏡システム 1 に対して、第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 を適用した例であり、図 1 9 E は、重複する部分を画像信号から削除して表示させる例である。

【 0 1 2 8 】

図 1 9 D に示すように、図 1 9 B に示す平行移動を行うとともに、図 1 9 A、図 1 9 C に示す変形や拡大処理をこれに組み合わせてもよい。また、このように複数の画面を表示させる実施形態の場合、隣り合う 2 つの画像信号間で重複する部分が発生していたら、ビデオプロセッサ 3 2 は、その重複する部分を画像信号から削除して表示させてもよい（図 1 9 E 参照）。

20

【 0 1 2 9 】

また、上述した第 2 の実施形態及び各変形例において、側方を照明及び観察する機能を実現する機構は、前方を照明及び観察する機能を実現する機構とともに、挿入部 4 の先端部 6 に内蔵されているが、側方を照明及び観察する機能を実現する機構は、挿入部 4 に対して着脱可能な別体にしてもよい。

【 0 1 3 0 】

図 2 0 は、側方観察用のユニットが取り付けられた挿入部 4 の先端部 6 の斜視図である。挿入部 4 の先端部 6 は、前方視野用ユニット 1 0 0 を有している。側方視野用ユニット 1 1 0 は、前方視野用ユニット 1 0 0 に対してクリップ部 1 1 1 により着脱自在な構成を有している。

30

【 0 1 3 1 】

側方視野用ユニット 1 1 0 は、左右方向の画像を取得するための 2 つの観察窓 1 1 2 と、左右方向を照明するための 2 つの照明窓 1 1 3 とを有している。

【 0 1 3 2 】

ビデオプロセッサ 3 2 等は、側方視野用ユニット 1 1 0 の各照明窓 1 1 3 の点灯と消灯を、前方視野のフレームレートに合わせて行うようにして、上述した実施形態に示したような観察画像の取得と表示を行うことができる。

【 0 1 3 3 】

（第 6 の実施形態）

40

次に、第 6 の実施形態について説明する。

【 0 1 3 4 】

図 2 1 は、第 6 の実施形態における要部の構成を示す図である。なお、図 2 1 において図 5 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 1 3 5 】

図 2 1 に示すように、ビデオプロセッサ 3 2 は、図 5 のビデオプロセッサに対して、設定記憶部 3 2 c が追加されて構成されている。

【 0 1 3 6 】

上述した各実施形態では、処置具による処置時（すなわち、処置具が内視鏡 2 により観察されている時）に、直視視野画像の処置具の像 5 0 と側視視野画像の処置具の像 5 1 と

50

のズレ量を算出し、画像補正を行っていた。

【 0 1 3 7 】

これに対し、本実施形態では、処置具による処置時ではなく、内視鏡 2 の組み立て後に処置具を先端開口部 1 7 から突出させ、予め内視鏡 2 毎の直視視野画像の処置具の像と側視視野画像の処置具の像とのズレ量を算出する。そして、設定記憶部 3 2 c は、内視鏡 2 の組み立て後に算出されたズレ量を内視鏡情報として記憶する。

【 0 1 3 8 】

画像処理部 3 2 a は、内視鏡観察時に設定記憶部 3 2 c に予め記憶された内視鏡情報（ズレ量）に基づいて、直視視野画像または側視視野画像を画像補正する。この画像補正は、上述した各実施形態の画像補正のいずれかを用いればよい。

10

【 0 1 3 9 】

このように、内視鏡システム 1 は、内視鏡 2 毎のズレ量を予め内視鏡情報として設定記憶部 3 2 c に記憶しておき、この内視鏡情報を用いて画像補正を行うことで、上述した各実施形態と同様に、直視視野画像の処置具の像 5 0 と側視視野画像の処置具の像 5 1 とを略一致させることができる。さらに、内視鏡システム 1 は、設定記憶部 3 2 c に予め記憶された内視鏡情報を用いて画像補正を行うため、処置具の像を認識していない状態、すなわち、処置具を用いて処置を行っていない状態でも、ズレ量を補正した直視視野画像及び側視視野画像をモニタ 3 5 に表示することができる。

【 0 1 4 0 】

よって、本実施形態の内視鏡システムによれば、第 1 の実施形態と同様の効果を有するとともに、処置具の像を認識していない状態でも、ズレ量を補正した直視視野画像及び側視視野画像をモニタ 3 5 に表示することができる。

20

【 0 1 4 1 】

なお、処置具の挿入の有無に応じて画像補正を自動で ON または OFF してもよいし、例えば切り替えスイッチ等を設け、画像補正を手動で ON または OFF することができるようにしてもよい。この画像補正の切替えは、上述した第 1 の実施形態から第 5 の実施形態でも同様に適用することができる。

【 0 1 4 2 】

なお、本明細書におけるフローチャート中の各ステップは、その性質に反しない限り、実行順序を変更し、複数同時に実行し、あるいは実行毎に異なった順序で実行してもよい。

30

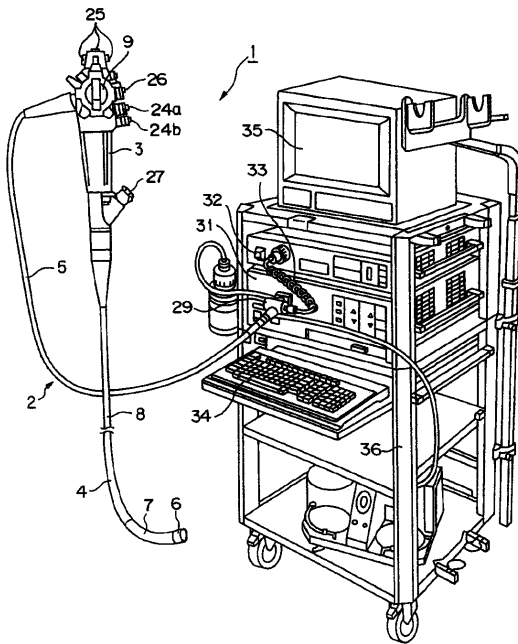
【 0 1 4 3 】

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

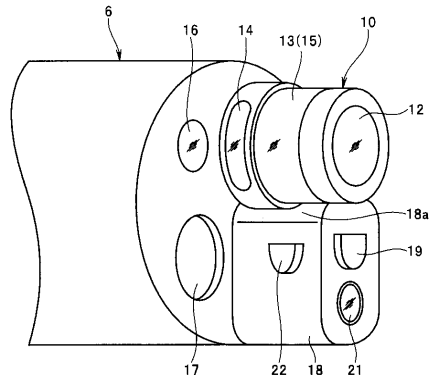
【 0 1 4 4 】

本出願は、2014 年 2 月 14 日に日本国に出願された特願 2014 - 26833 号公報を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

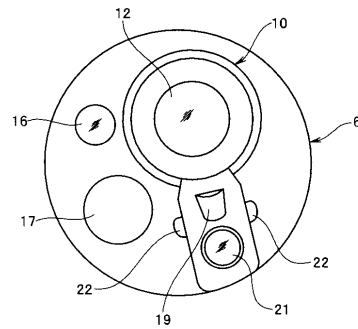
【図 1】



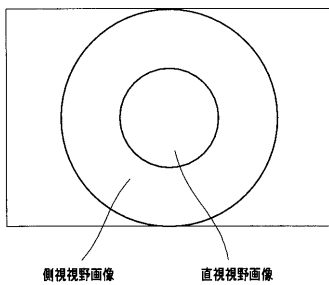
【図 2】



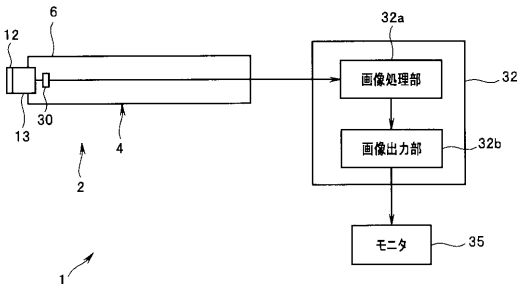
【図 3】



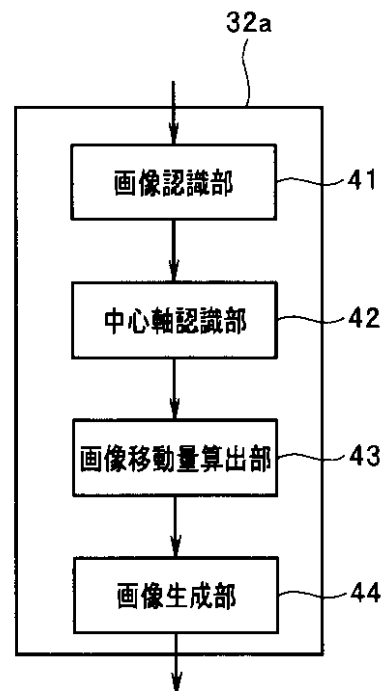
【図 4】



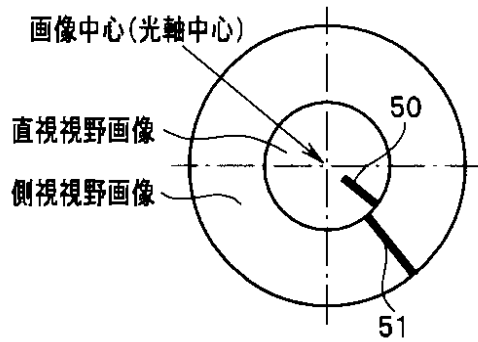
【図 5】



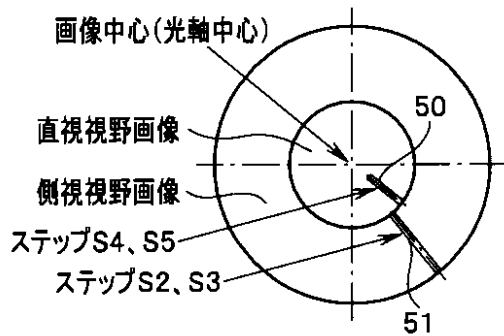
【図 6】



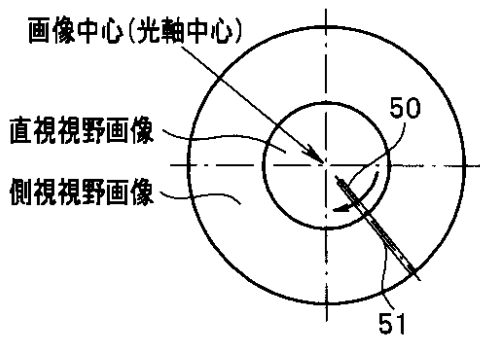
【図 7 A】



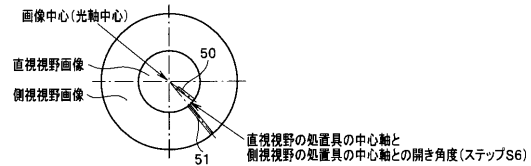
【図 7 B】



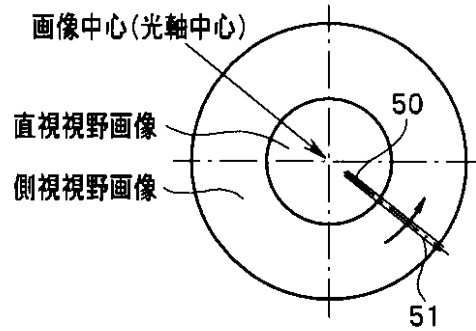
【図 7 E】



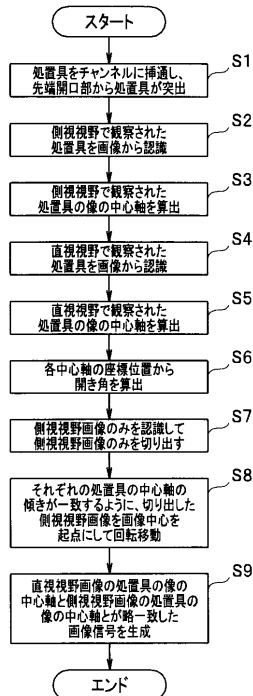
【図 7 C】



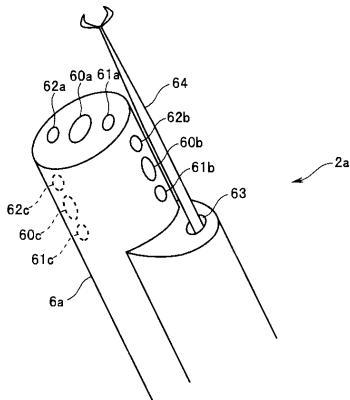
【図 7 D】



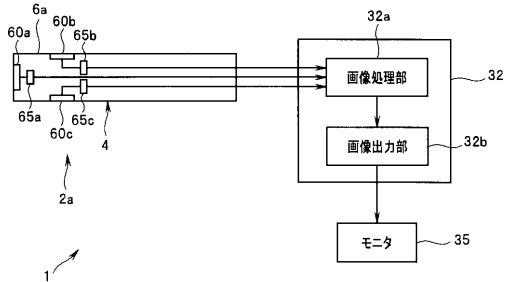
【図 8】



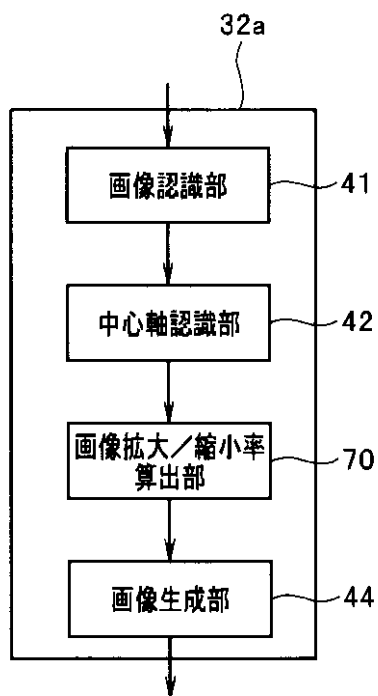
【図 9】



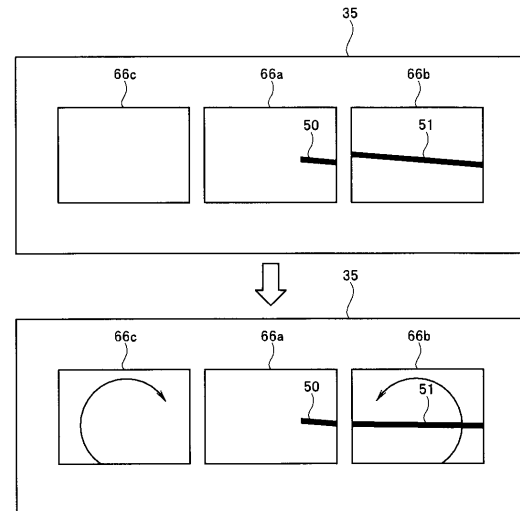
【図 10】



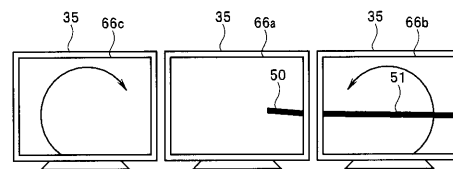
【図 12】



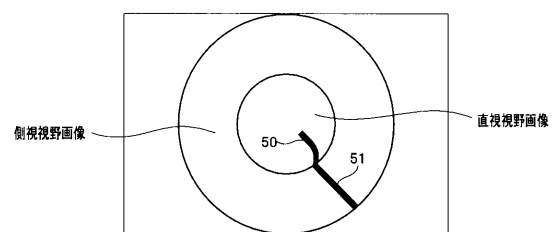
【図 11 A】



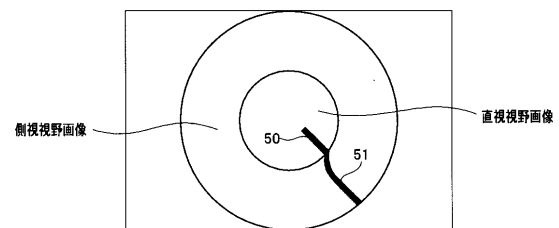
【図 11 B】



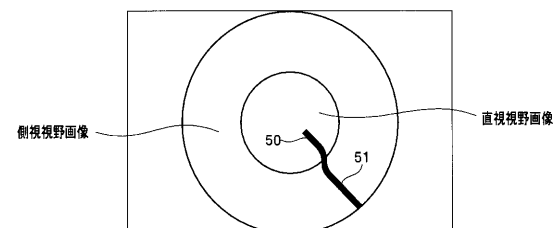
【図 13 A】



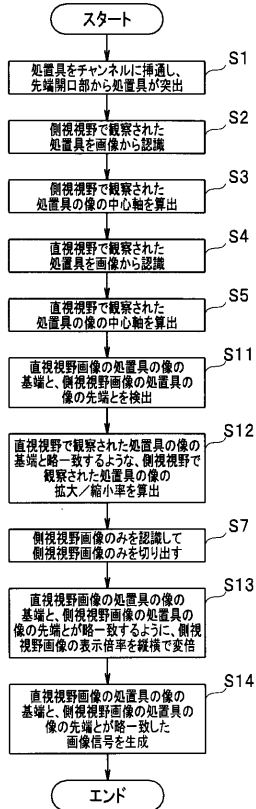
【図 13 B】



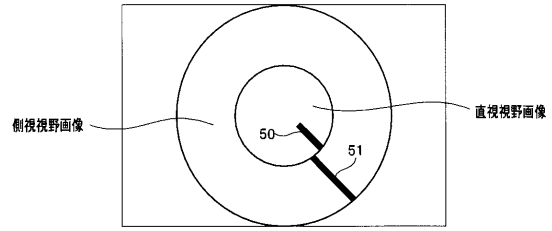
【図 13 C】



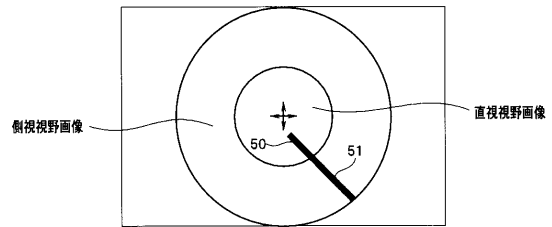
【図 14】



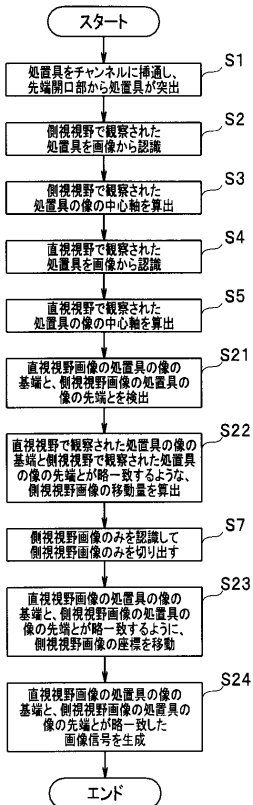
【図 15 A】



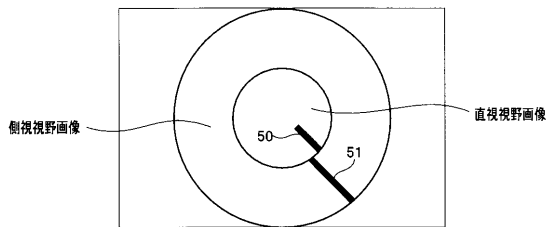
【図 15 B】



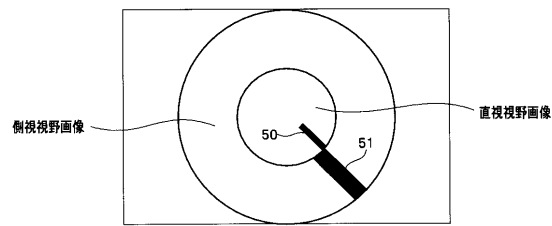
【図 16】



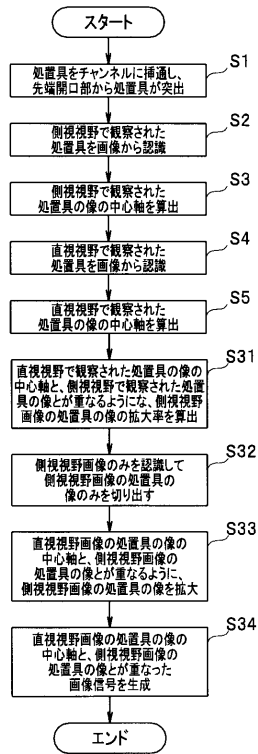
【図 17 A】



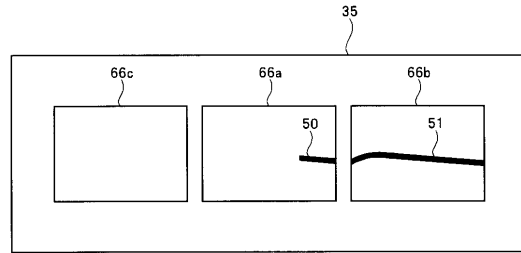
【図 17 B】



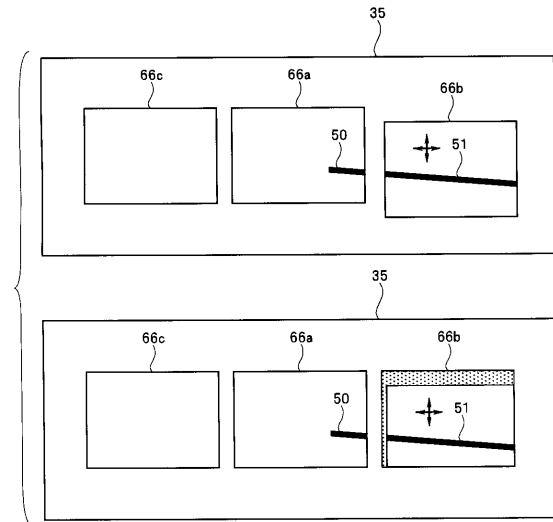
【図 18】



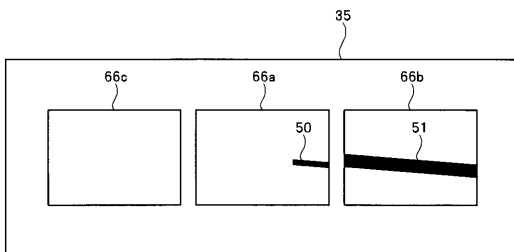
【図 19 A】



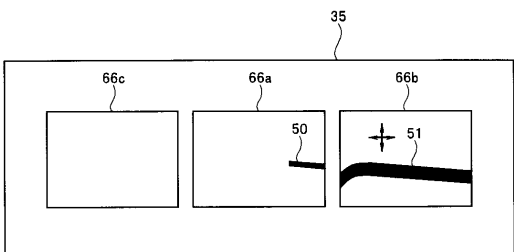
【図 19 B】



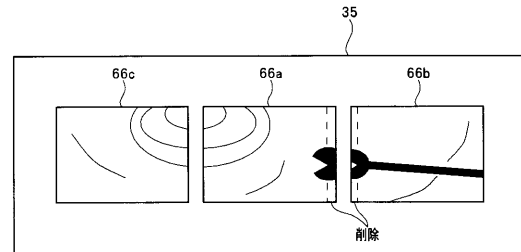
【図 19 C】



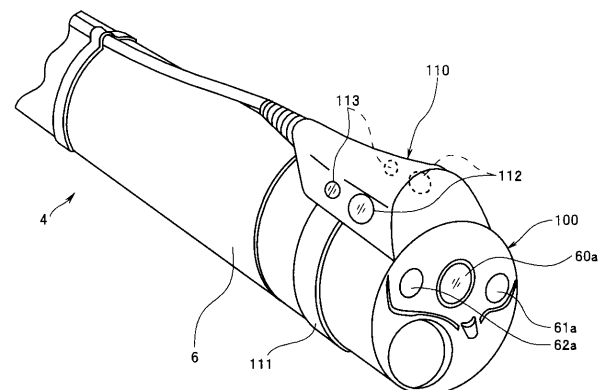
【図 19 D】



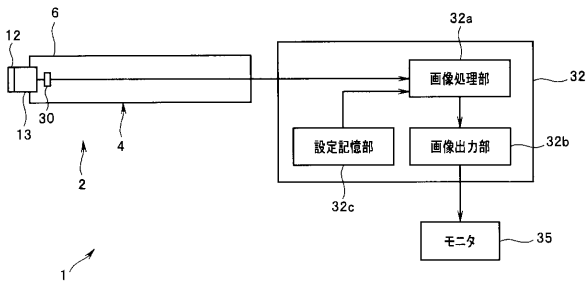
【図 19 E】



【図 20】



【図 2 1】



【手続補正書】

【提出日】平成27年8月21日(2015.8.21)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 1】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被写体の内部に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、前記被写体の第1の領域から第1の被写体像を取得する第1の被写体像取得部と、前記挿入部に設けられ、前記第1の領域とは少なくとも一部が異なる前記被写体の第2の領域から第2の被写体像を取得する第2の被写体像取得部と、所定の対象物の像を含み前記第1の被写体像に基づく第1の画像と、前記対象物の像を含み前記第2の被写体像に基づく第2の画像とを生成するとともに、前記第1の画像及び前記第2の画像の少なくともいずれかのうち、前記対象物の像を含む一部分を歪み変形または変倍させることにより、前記第1の画像と前記第2の画像とにそれぞれ含まれる前記対象物の像が連続的に接続するように前記第1の画像と前記第2の画像とを並べて配置した画像信号を生成する画像信号生成部と、を備える。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体の内部に挿入される挿入部と、

前記挿入部に設けられ、前記被写体の第１の領域から第１の被写体像を取得する第１の被写体像取得部と、

前記挿入部に設けられ、前記第１の領域とは少なくとも一部が異なる前記被写体の第２の領域から第２の被写体像を取得する第２の被写体像取得部と、

所定の対象物の像を含み前記第１の被写体像に基づく第１の画像と、前記対象物の像を含み前記第２の被写体像に基づく第２の画像とを生成するとともに、前記第１の画像及び前記第２の画像の少なくともいずれかのうち、前記対象物の像を含む一部分を歪み変形または変倍させることにより、前記第１の画像と前記第２の画像とにそれぞれ含まれる前記対象物の像が連続的に接続するように前記第１の画像と前記第２の画像とを並べて配置した画像信号を生成する画像信号生成部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項２】

前記画像信号生成部は、前記第１の被写体像に含まれる前記対象物の像の中心軸と、前記第２の被写体像に含まれる前記対象物の像の中心軸とが略一致するように、前記第１の被写体像と前記第２の被写体像との内、少なくともいずれかに対して、配置を変化させた画像信号になるよう、前記画像信号を生成することを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。

【請求項３】

前記第１及び第２の被写体像に含まれる前記対象物の像は、前記挿入部の先端から突出した処置具の像であることを特徴とする請求項２に記載の内視鏡システム。

【請求項４】

前記画像信号生成部は、前記第１の被写体像と前記第２の被写体像との内、少なくともいずれかを回転移動または平行移動させた前記画像信号を生成することを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。

【請求項５】

前記画像信号生成部から出力された、前記第１の被写体像及び前記第２の被写体像を含む画像信号を表示する１つ又は複数の表示部をさらに備えることを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。

【請求項６】

前記画像信号生成部は、前記第１の被写体像と前記第２の被写体像とが隣り合うように配置される前記画像信号を生成することを特徴とする請求項５に記載の内視鏡システム。

【請求項７】

前記画像信号生成部は、前記第１の被写体像に基づく画像信号及び前記第２の被写体像に基づく画像信号の重複する領域を除去した各々の画像信号を前記モニタに出力することを特徴とする請求項６に記載の内視鏡システム。

【請求項８】

前記第１の被写体像は、前記挿入部の長手方向に略平行な挿入部前方を含む前記第１の領域の被写体像であり、

前記第２の被写体像は、前記挿入部の長手方向と交差する方向の挿入部側方を含む前記第２の領域の被写体像であり、

前記第１の被写体像取得部は、前記第１の領域の被写体像を取得する前方画像取得部であり、

前記第２の被写体像取得部は、前記第２の領域の被写体像を取得する側方画像取得部であることを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。

【請求項９】

前記画像信号生成部は、前記第１の被写体像の中心を基準として、前記第１及び前記第２の被写体像全体の回転方向、平行移動方向の配置、又は、拡大率の内、少なくともいずれかを変化させた前記画像信号を生成することを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記内視鏡システムは、少なくとも前記画像信号を生成する画像処理モードを、以後の使用時に適宜読み出して再設定できるように設定値として記録する設定記録部を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の周方向に略均等な角度で複数配置されており、

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像を中心に配置し、前記第 2 の被写体像を前記第 1 の被写体像の周方向に略均等な角度で複数配置した画像信号を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記第 1 の被写体像取得部は、前記挿入部の長手方向先端部に、前記挿入部が挿入される方向に向けて配置され、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の側面に、前記挿入部の周方向に向けて配置され、

前記第 1 の被写体像取得部からの前記第 1 の被写体像を光電変換する第 1 の撮像部と、前記第 2 の被写体像取得部からの前記第 2 の被写体像を光電変換する第 2 の撮像部とが別々に設けられるとともに、前記第 1 の撮像部と前記第 2 の撮像部とが前記画像信号生成部に電氣的に接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記第 1 の被写体像取得部は、前記挿入部の長手方向先端部に、前記挿入部が挿入される方向に配置され、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の周方向を囲むように配置され、

前記第 1 の被写体像取得部からの前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像取得部からの前記第 2 の被写体像とを同じ面で光電変換するように配置されるときにも、前記画像信号生成部に電氣的に接続されている撮像部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像が略円形状になっており、前記第 2 の被写体像が前記第 1 の被写体像の周囲を囲む略円環状となっている画像信号を生成することを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成27年12月28日(2015.12.28)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被写体の内部に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、前記被写体の第 1 の領域から所定の対象物の像を含む第 1 の被写体像を取得する第 1 の被写体像取得部と、前記挿入部に設けられ、前記第 1 の領域とは少なくとも一部が異なる前記被写体の第 2 の領域から前記対象物の像を含む第 2 の被写体像を取得する第 2 の被写体像取得部と、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像とが隣接するよう並べて配置した画像の信号を生成する画像信号生成部と、前記画像において、前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像との配置のずれに関するズレ量の情報を記録する記録部と、前記ズレ量に応じて前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像のうち少なくともいずれかの配置を変化させて、前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像の位置と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像の位置とを合わせる処理を、前記画像に対して行う画像処理部と、

を備える。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体の内部に挿入される挿入部と、

前記挿入部に設けられ、前記被写体の第 1 の領域から所定の対象物の像を含む第 1 の被写体像を取得する第 1 の被写体像取得部と、

前記挿入部に設けられ、前記第 1 の領域とは少なくとも一部が異なる前記被写体の第 2 の領域から前記対象物の像を含む第 2 の被写体像を取得する第 2 の被写体像取得部と、

前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像とが隣接するよう並べて配置した画像の信号を生成する画像信号生成部と、

前記画像において、前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像との配置のずれに関するズレ量の情報を記録する記録部と、

前記ズレ量に応じて前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像のうち少なくともいずれかの配置を変化させて、前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像の位置と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像の位置とを合わせる処理を、前記画像に対して行う画像処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像において、前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像との配置のずれに関する前記ズレ量を算出する算出部をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像処理部は、前記第 1 の被写体像に含まれる前記対象物の像の第 1 の中心軸と、前記第 2 の被写体像に含まれる前記対象物の像の第 2 の中心軸とを検出するとともに、前記第 1 及び前記第 2 の中心軸が略一致するように、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像との内、少なくともいずれかに対して、配置を変化させる処理を前記画像に対して行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像との内、少なくともいずれかを回転移動させる処理を前記画像に対して行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像処理部は、前記第 1 の中心軸と、前記第 2 の中心軸との開き角度を算出するとともに、前記第 1 及び前記第 2 の中心軸が略一致するように、前記第 1 の被写体像または前記第 2 の被写体像のいずれかを回転移動させる処理を前記画像に対して行うことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 の被写体像に含まれる前記対象物の像は、前記挿入部の先端から突出した処置具の像であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記画像処理部は、前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像との内、少なくともいずれかに対しさらに平行移動または拡大率の変化を行って前記第 1 の被写体像中の前記対象物の像の端部と、前記第 2 の被写体像中の前記対象物の像の端部とを合わせる処理を前記画像に対して行うことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記画像信号生成部から出力され、前記画像処理部で処理された、前記第 1 の被写体像及び前記第 2 の被写体像を含む画像信号を表示する 1 つ又は複数の表示部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像に基づく画像信号及び前記第 2 の被写体像に基づく画像信号の重複する領域を除去した各々の画像信号を前記モニタに出力すること
を特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 1 の被写体像は、前記挿入部の長手方向に略平行な挿入部前方を含む前記第 1 の領域の被写体像であり、

前記第 2 の被写体像は、前記挿入部の長手方向と交差する方向の挿入部側方を含む前記第 2 の領域の被写体像であり、

前記第 1 の被写体像取得部は、前記第 1 の領域の被写体像を取得する前方画像取得部であり、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記第 2 の領域の被写体像を取得する側方画像取得部である
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記画像処理部は、前記第 1 の被写体像の中心を基準として、前記第 1 及び前記第 2 の被写体像全体の少なくとも回転方向を変化させた処理を前記画像に対して行うことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の周方向に略均等な角度で複数配置されており、

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像を中心に配置し、前記第 2 の被写体像を前記第 1 の被写体像の周方向に略均等な角度で複数配置した画像信号を生成すること
を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記第 1 の被写体像取得部は、前記挿入部の長手方向先端部に、前記挿入部が挿入される方向に向けて配置され、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の側面に、前記挿入部の周方向に向けて配置され、

前記第 1 の被写体像取得部からの前記第 1 の被写体像を光電変換する第 1 の撮像部と、前記第 2 の被写体像取得部からの前記第 2 の被写体像を光電変換する第 2 の撮像部とが別々に設けられるとともに、前記第 1 の撮像部と前記第 2 の撮像部とが前記画像信号生成部に電氣的に接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記第 1 の被写体像取得部は、前記挿入部の長手方向先端部に、前記挿入部が挿入される方向に配置され、

前記第 2 の被写体像取得部は、前記挿入部の周方向を囲むように配置され、

前記第 1 の被写体像取得部からの前記第 1 の被写体像と前記第 2 の被写体像取得部からの前記第 2 の被写体像とを同じ面で光電変換するように配置されるときにも、前記画像信号生成部に電氣的に接続されている撮像部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の被写体像が略円形状になっており、前記第 2 の被写体像が前記第 1 の被写体像の周囲を囲む略円環状となっている画像信号を生成すること
を特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/053275

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/04, A61B1/00, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2011/055614 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 May 2011 (12.05.2011), paragraphs [0009] to [0015], [0030] to [0039], [0050]; fig. 2, 4, 7, 15 to 18 & US 2011/0275889 A1 & CN 102469930 A	1-2, 4-6, 8, 10-12, 14-15
X	JP 4-341232 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 27 November 1992 (27.11.1992), paragraphs [0008] to [0009], [0034], [0093] to [0094], [0107] to [0110]; fig. 1, 3, 13, 14, 36, 41 (Family: none)	1-3, 5, 7, 10-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 April 2015 (06.04.15)Date of mailing of the international search report
14 April 2015 (14.04.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/053275

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 9-313435 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 December 1997 (09.12.1997), paragraphs [0083] to [0085], [0088] to [0091]; fig. 2, 8, 14 (Family: none)	1-15
A	JP 2013-66646 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 April 2013 (18.04.2013), paragraphs [0029] to [0060]; fig. 1, 4, 6 to 8 & US 2014/0204187 A1 & WO 2013/047215 A1 & CN 103841879 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 3 2 7 5									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00, G02B23/24											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	WO 2011/055614 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2011.05.12 [0009]-[0015], [0030]-[0039], [0050]、図 2, 4, 7, 15-18 & US 2011/0275889 A1 & CN 102469930 A	1-2, 4-6, 8, 10-12, 14-15									
X	JP 4-341232 A（オリンパス光学工業株式会社）1992.11.27 [0008]-[0009], [0034], [0093]-[0094], [0107]-[0110]、 図 1, 3, 13, 14, 36, 41（ファミリーなし）	1-3, 5, 7, 10-13									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 06.04.2015		国際調査報告の発送日 14.04.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 右▲高▼ 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9808								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 3 2 7 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 9-313435 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997. 12. 09 [0083]-[0085], [0088]-[0091]、図 2, 8, 14 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2013-66646 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013. 04. 18 [0029]-[0060]、図 1, 4, 6-8 & US 2014/0204187 A1 & WO 2013/047215 A1 & CN 103841879 A	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

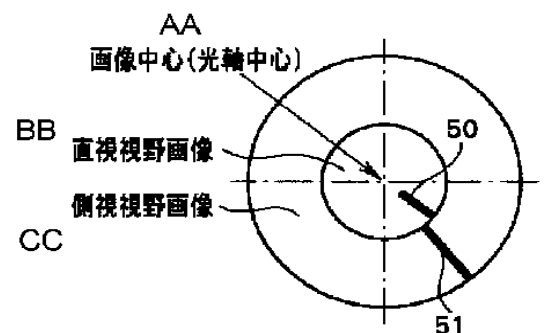
F ターム(参考) 4C161 AA00 BB02 BB04 CC06 DD03 FF40 LL02 LL08 NN05 WW02
WW03 WW10
5C122 DA26 EA55 FH07 FK23 GG17 HB01

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2015122354A1	公开(公告)日	2017-03-30
申请号	JP2015542069	申请日	2015-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	高橋 毅		
发明人	高橋 毅		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/0005 A61B1/00057 A61B1/0014 A61B1/00177 A61B1/00181 A61B1/00193 A61B1/018 A61B1/04 A61B1/0615 A61B2034/2057 G02B23/24 G02B23/2423 G02B23/2484 G06T3/0018		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.Y G02B23/24.B H04N5/225.C		
F-TERM分类号	2H040/BA02 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA52 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN05 4C161/WW02 4C161/WW03 4C161/WW10 5C122/DA26 5C122/EA55 5C122/FH07 5C122/FK23 5C122/GG17 5C122/HB01		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2014026833 2014-02-14 JP		
其他公开文献	JP5889495B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括要插入到被检体内的插入部4，设置在该插入部4中的，用于从被检体的第一区域获取第一被检体图像的直视观察窗12，以及插入部4。侧视图观察窗13，其从与第一区域至少部分不同的被摄体的第二区域以及包括在第一被摄体图像中的预定目标物体中获取第二被摄体图像。包括在第二对象图像中的预定对象，以及用于生成图像信号的视频处理器32，在该图像信号中，第一对象图像和第二对象图像被布置为使得预定对象被布置在相邻位置。有。



- AA Image center (optical axis center)
- BB Direct vision field of view image
- CC Lateral vision field of view image